

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-306416

(43)Date of publication of application : 22.10.2002

(51)Int.Cl.

A61B 3/10
A61B 3/11
A61B 3/113

(21)Application number : 2001-119145

(71)Applicant : TOPCON CORP

(22)Date of filing : 18.04.2001

(72)Inventor : HIROHARA YOKO
MIHASHI TOSHIBUMI

(30)Priority

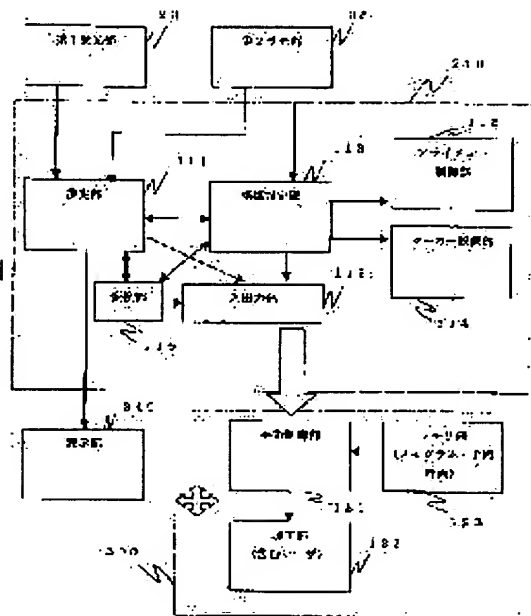
Priority number : 2001033945 Priority date : 09.02.2001 Priority country : JP

(54) EYE CHARACTERISTICS MEASURING INSTRUMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To precisely superpose the aberration or refractivity data of an eye of an examinee obtained from a first light detection part and the cornea data of the eye obtained from a second light detection part with each other.

SOLUTION: A measuring part 111 measures optical characteristics of the eye especially on the basis of the first light detection signal from the first light detection part 23 and performs cornea topographic measurement on the basis of the second light detection signal from the second light detection part 35. Further, the measuring part 111 calculates an aberration quantity on the basis of the aberration result and outputs the result to surgery operating equipment through an input-output part 115. A coordinates setting part 112 converts the signals of the first and second coordinates systems corresponding to the pupil of the eye to be examined contained in the first and second light detection signals to the signals of reference coordinates systems. A conversion part 116 correlates the first and second optical characteristics of the eye calculated by the measuring part 111 with each other by the each reference coordinates systems formed by the coordinates setting part.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-306416
(P2002-306416A)

(43) 公開日 平成14年10月22日 (2002. 10. 22)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] (参考)
A 6 1 B 3/10 3/11 3/113		A 6 1 B 3/10	Z H M A R
審査請求 未請求 請求項の数12 O L (全 15 頁) 最終頁に続く			

(21) 出願番号 特願2001-119145(P2001-119145)
(22) 出願日 平成13年4月18日 (2001. 4. 18)
(31) 優先権主張番号 特願2001-33945(P2001-33945)
(32) 優先日 平成13年2月9日 (2001. 2. 9)
(33) 優先権主張国 日本 (J P)

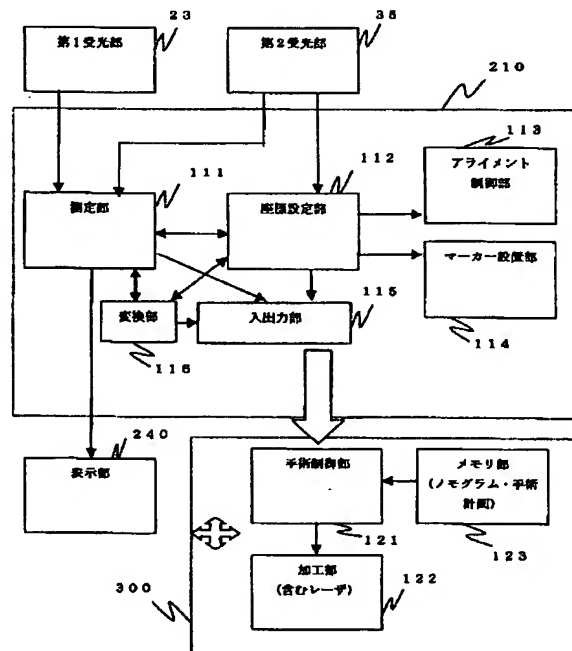
(71) 出願人 000220343
株式会社トプコン
東京都板橋区蓮沼町75番1号
(72) 発明者 広原 陽子
東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社ト
プコン内
(72) 発明者 三橋 俊文
東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社ト
プコン内
(74) 代理人 100107010
弁理士 橋爪 健

(54) 【発明の名称】 眼特性測定装置

(57) 【要約】

【課題】 第1受光部から得られる被検眼の収差や屈折力データと、第2受光部から得られる被検眼角膜データとを精密に重ね合わせが可能のように関連付ける

【解決手段】 測定部111は、特に、第1受光部23からの第1受光信号に基づき、眼光学特性測定を行い、第2受光部35からの第2受光信号に基づき、角膜トポグラフィ測定を行う。また、測定部111は、収差結果に基づいてアブレーション量を演算し、その演算結果を入出力部115を介して手術装置に出力する。座標設定部112は、第1及び第2受光信号に含まれる被検眼瞳に対応する第1及び第2座標系の信号を、それぞれ基準座標系の信号に変換する。変換部116は、測定部111により求められた被検眼の第1及び第2光学特性を、前記座標設定部により形成された各基準座標系により関係つけて合成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】第 1 波長の第 1 光束を発する第 1 光源部を有し、被検眼の眼底を該第 1 光源部からの第 1 光束で照明するための第 1 照明光学系と、

受光光束から第 1 座標系として第 1 受光信号を形成する第 1 受光部を有し、被検眼眼底から反射して戻ってくる光束を複数のビームに変換して該第 1 受光部に導く第 1 受光光学系と、

受光光束から前眼部の情報を含み第 2 座標系として第 2 受光信号を形成する第 2 受光部を有し、被検眼前眼部の情報を含む第 2 光束を該第 2 受光部に導く第 2 受光光学系と、

第 1 受光部からの第 1 受光信号に基づき被検眼の第 1 光学特性を求め、第 2 受光部からの第 2 受光信号に基づき被検眼の第 2 光学特性を求める測定部と、

第 1 及び第 2 受光信号に含まれる被検眼瞳に対応する第 1 及び第 2 座標系の信号を、それぞれ基準座標系の信号に変換する座標設定部と、

上記測定部により求められた被検眼の第 1 及び第 2 光学特性を、前記座標設定部により形成された各基準座標系により関係つける変換部と、を備えた眼特性測定装置。

【請求項 2】第 1 波長の第 1 光束を発する第 1 光源部を有し、被検眼の眼底を該第 1 光源部からの第 1 光束で照明するための第 1 照明光学系と、

受光光束から第 1 座標系として第 1 受光信号を形成する第 1 受光部を有し、被検眼眼底から反射して戻ってくる光束を複数のビームに変換して該第 1 受光部に導く第 1 受光光学系と、

受光光束から前眼部の情報を含み第 2 座標系として第 2 受光信号を形成する第 2 受光部を有し、被検眼前眼部の情報を含む第 2 光束を該第 2 受光部に導く第 2 受光光学系と、

第 1 受光部からの第 1 受光信号に基づき被検眼の第 1 光学特性を求める測定部と、

第 1 及び第 2 受光信号に含まれる被検眼瞳に対応する第 1 及び第 2 座標系の信号を、それぞれ基準座標系の信号に変換する座標設定部と、

上記測定部により求められた被検眼の第 1 光学特性を、前記座標設定部により形成された各基準座標系により関係つける変換部と、を備えた眼特性測定装置。

【請求項 3】前記座標設定部は、前記第 1 受光部上で変換部材で変換されたビームを囲むように現われる背景光に基づき座標原点を決定するように構成されることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の眼特性測定装置。

【請求項 4】前記座標設定部は、前記第 1 受光部上で変換部材で変換されたビームを囲むように現われる背景光の輪郭に基づき、その輪郭の重心を座標原点と決定するように構成されることを特徴とする請求項 3 に記載の眼特性測定装置。

【請求項 5】前記座標設定部は、被検眼の特徴部分を含む第 2 受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 6】前記座標設定部は、被検眼の特徴部分を含む第 2 受光信号に基づき、座標原点を瞳中心又は角膜頂点に決定することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 7】前記座標設定部は、第 2 受光信号中の被検眼瞳位置、被検眼の虹彩位置、瞳の形状、リンバス形状、被検眼の虹彩の模様の少なくともいずれか 1 つに基づき座標原点を、第 2 受光信号中の被検眼瞳位置、被検眼の虹彩位置、瞳の形状、リンバス形状、被検眼の虹彩の模様の少なくともいずれか 1 つに基づき座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うように構成したことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 8】前記被検眼の特徴部分は、被検眼の被検眼瞳位置、被検眼の虹彩位置、瞳の形状、リンバス形状、被検眼の虹彩の模様、被検眼前眼部に形成されたマーカーの少なくとも一つを含むことを特徴とする請求項 5 乃至 7 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 9】収差結果に基づいてアブレーション量を演算するように形成され、その演算結果を手術装置に出力する演算部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 10】前記座標設定部により設定された基準座標系に基づき、被検眼前眼部にこの座標系に関連づけられたマーカーを形成するマーカー形成部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 11】前記座標設定部は、第 1 及び第 2 座標系の各信号に基づき、瞳エッジと瞳中心を求めることを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項 12】前記変換部は、前記座標設定部が求めた瞳中心を原点とすることにより基準座標系に変換することを特徴とする請求項 1 乃至 11 のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、眼特性測定装置に係り、特に、眼の光学特性を測定し、これを被検眼・測定装置・手術装置の所定の座標系に関連づけたり、それを表示する等を行う眼特性測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、医学用に用いられる光学機器は、極めて多種多様な広がりを見せている。この光学機器は、特に、眼科では、眼の屈折、調節等の眼機能、眼球内部の検査を行う光学特性測定装置として普及してい

る。また、これらの各種検査の測定結果は、例えば、検査対象となる患者の被測定眼がどのような測定条件下に置かれていたかが重要となる。

【0003】また、一般に、角膜トポグラフィは、角膜切開術・角膜切削術等の手術の結果予測、角膜移植後の臨床、近視・遠視用のコンタクトレンズの設計及び評価、角膜の診断・病気判定等、多数の用途に有効である。従来の角膜形状の測定方法としては、例えば、ブラシード円板技術、立体写真技術、モアレ技術、トポグラフィ干渉技術等がある。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の眼特性測定装置は、測定装置自体の座標、例えば受光部の中心を座標原点とするような処理がなされていた。そのため、このような座標系によると、例えば、手術装置において、測定データと眼との関係付けが十分にとられていない場合があり、必ずしも適切とはいえない。また、従来の測定装置は、被検眼の屈折力と角膜形状とを求めるフォトレフレクトメータという装置が存在したが、必ずしも同じ座標系で表示などがなされていなかった。

【0005】また、一般に、手動または自動でアライメントが調整された時点で、測定が手動または自動で開始されるが、測定時のCCDに付帯した座標系（CCD座標）は、CCDとレンズを介して反対側の物体側（眼側）のそのCCD座標に対応する。そして、ハルトマン波面センサー（第1測定系）と角膜形状測定（第2測定系）は、それぞれのCCDではほぼ同時であるが、厳密には同時でない時刻に測定される場合がある。このため測定中に、例えば、目が動くこと等が主因となり、第1測定系のCCD座標系が、第2測定系のCCD座標に対して等しくなる保証はない。また、前眼部像から瞳のエッジを得て、それをアライメントに利用することは既に行われている。しかし、ハルトマン像の取得タイミングと前眼部アライメント像の取得タイミングが完全に一致しない場合には、前眼部アライメント像だけでアライメントしたのでは、眼球運動等によりハルトマン測定のアライメントにずれが生じる可能性がある。

【0006】さらに、近年、角膜矯正手術においては、眼光学特性測定系である第1受光部から得られる被検眼の収差や屈折力データ等の光学特性測定データと、角膜トポグラフィ測定系である第2受光部から得られる被検眼角膜データ等の角膜トポグラフィ測定データとを重ね合わせる要求が出てきた。

【0007】本発明は、以上の点に鑑み、第1受光部から得られる被検眼の収差や屈折力データと、第2受光部から得られる被検眼角膜データとを精密に重ね合わせが可能のように関連付ける眼光学特性測定装置を提供することを目的とする。また、本発明は、両者の瞳を画像的に比較して、位置を合致させることにより、アライメン

ト系と同じ画像を利用した角膜形状測定と波面測定の座標をあわせることや、アライメント系の座標系と波面測定の座標系を関連付けることを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の解決手段によると、第1波長の第1光束を発する第1光源部を有し、被検眼の眼底を該第1光源部からの第1光束で照明するための第1照明光学系と、受光光束から第1座標系として第1受光信号を形成する第1受光部を有し、被検眼眼底から反射して戻ってくる光束を複数のビームに変換して該第1受光部に導く第1受光光学系と、受光光束から前眼部の情報を含み第2座標系として第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼前眼部の情報を含む第2光束を該第2受光部に導く第2受光光学系と、第1受光部からの第1受光信号に基づき被検眼の第1光学特性を求め、第2受光部からの第2受光信号に基づき被検眼の第2光学特性を求める測定部と、第1及び第2受光信号に含まれる被検眼瞳に対応する第1及び第2座標系の信号を、それぞれ基準座標系の信号に変換する座標設定部と、上記演算部により求められた被検眼の第1及び第2光学特性を、前記座標設定部により形成された各基準座標系により関係つけて合成する変換部と、を備えた眼特性測定装置を提供する。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を用いて本発明の実施の形態を詳細に説明する。

1. 眼光学特性測定の原理説明

図1は、本発明に関する眼光学特性測定装置の概略光学系100を示す図である。

【0010】眼光学特性測定装置の光学系100は、例えば、対象物である被測定眼60の光学特性を測定する装置であって、第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系70と、第2送光光学系80とを備える。なお、被測定眼60については、図中、網膜61、角膜62が示されている。

【0011】第1照明光学系10は、例えば、第1波長の光束を発するための第1光源部11と、集光レンズ12とを備え、第1光源部11からの光束で被測定眼60の網膜（眼底）61上の微小な領域を、その照明条件を適宜設定できるように照明するためのものである。なお、ここでは、一例として、第1光源部11から発せられる照明用の光束の第1波長は、赤外域の波長（例えば、780nm）である。

【0012】また、第1光源部11は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第1光源部11は、例えば、スーパーluminescent diode（SLD）であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第1光源部11は、SLDに限られるものではなく、例えば、空間コヒ

10

20

30

40

50

ーレンス、時間コヒーレンスが大きいレーザー等であっても、回転拡散板等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることで、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さいLEDであっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することで、利用することができる。

【0013】第1受光光学系20は、例えば、コリメートレンズ21と、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる光束（第1光束）の一部を、少なくとも、17本のビームに変換する変換部材であるハルトマン板22と、このハルトマン板22で変換された複数のビームを受光するための第1受光部23とを備え、第1光束を第1受光部23に導くためのものである。また、ここでは、第1受光部23は、リードアウトノイズの少ないCCDが採用されているが、CCDとしては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の1000×1000素子の冷却CCD等、適宜のタイプのものを適用することができる。

【0014】第2照明光学系70は、第2光源72と、ブラチドリリング71を備える。なお、第2光源72を省略することもできる。図2に、ブラチドリリングの構成図の一例を示す。ブラチドリリング（PLACIDO'S DISC）71は、図示のように、複数の同心輪帯からなるパターンを指標を投影するためのものである。なお、複数の同心輪帯からなるパターンを指標は、所定のパターンを指標の一例であり、他の適宜のパターンを用いることができる。そして、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンを指標を投影することができる。

【0015】第2送光光学系80は、例えば、後述するアライメント調整及び座標原点、座標軸の測定・調整を主に行うものであって、第2波長の光束を発するのための第2光源部31と、集光レンズ32と、ビームスプリッター33を備える。

【0016】第2受光光学系30は、集光レンズ34、第2受光部35を備える。第2受光光学系30は、第2照明光学系70から照明されたブラチドリリング71のパターンが、被測定眼60の前眼部又は角膜62から反射して戻ってくる光束（第2光束）を、第2受光部35に導く。また、第2光源部31から発せられ被測定眼60の角膜62から反射し、戻ってくる光束を第2受光部35に導くこともできる。なお、第2光源部31から発せられる光束の第2波長は、例えば、第1波長（ここでは、780nm）と異なると共に、長い波長を選択できる（例えば、940nm）。

【0017】共通光学系40は、第1照明光学系10から発せられる光束の光軸上に配され、第1及び第2照明光学系10及び70、第1及び第2受光光学系20及び30、第2送光光学系80等に共通に含まれ得るもので

あり、例えば、アフォーカルレンズ42と、ビームスプリッター43、45と、集光レンズ44とを備える。また、ビームスプリッター43は、第2光源部31の波長を被測定眼60に送光（反射）し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第2光束を反射し、一方、第1光源部11の波長を透過するようなミラー（例えば、ダイクロミックミラー）で形成される。ビームスプリッター45は、第1光源部11の波長を被測定眼60に送光（反射）し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第1光束を、透過するようなミラー（例えば、ダイクロミックミラー）で形成される。このビームスプリッター43、45によって、第1及び2光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

【0018】調整用光学系50は、例えば、後述する作動距離調整を主に行うものであって、第3光源部51と、第4光源部55と、集光レンズ52、53と、第3受光部54を備え、主に作動距離調整を行うものである。

【0019】つぎに、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、第2受光光学系30及び第2送光光学系80により実施される。

【0020】まず、第2光源部31からの光束は、集光レンズ32、ビームスプリッター33、43、アフォーカルレンズ42を介して、対象物である被測定眼60を略平行な光束で照明する。被測定眼60の角膜62で反射した反射光束は、あたかも角膜62の曲率半径の1/2の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ42、ビームスプリッター43、33及び集光レンズ34を介して、第2受光部35にスポット像として受光される。

【0021】ここで、この第2受光部35上のスポット像を光軸上から外れている場合、眼光学特性測定装置本体を、上下左右に移動調整し、スポット像が光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。なお、アライメント調整は、被測定眼60の角膜62を第3光源部51により照明し、この照明により得られた被測定眼60の像が第2受光部35上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

【0022】つぎに、作動距離調整について説明する。作動距離調整は、主に、調整用光学系50により実施される。まず、作動距離調整は、例えば、第4光源部55から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼60に向けて照射すると共に、この被測定眼60から反射された光を、集光レンズ52、53を介して第3受光部54で受光することにより行われる。また、被測定眼60が適正な作動距離にある場合、第3受光部54の光軸上に、第4光源部55からのスポット像が形成される。一方、被測定眼60が適正な作動距離から前後に外れた場合、第4光源部55からのスポット像は、第3受光部5

4の光軸より上又は下に形成される。なお、第3受光部54は、第4光源部55、光軸、第3受光部54を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された1次元CCD、ポジションセンシングデバイス(PSD)等を適用できる。

【0023】つぎに、第1照明光学系10と第1受光光学系20との位置関係を概略的に説明する。第1受光光学系20には、ビームスプリッター45が挿入されており、このビームスプリッター45によって、第1照明光学系10からの光は、被測定眼60に送光されると共に、被測定眼60からの反射光は、透過される。第1受光光学系20に含まれる第1受光部23は、変換部材であるハルトマン板22を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

【0024】また、第1光源部11と被測定眼60の網膜61とは、共役な関係を形成している。被測定眼60の網膜61と第1受光部23とは、共役である。また、ハルトマン板22と被測定眼60の瞳孔とは、共役な関係を形成している。さらに、第1受光光学系20は、被測定眼60の前眼部である角膜62、及び瞳孔と、ハルトマン板22と略共役な関係を形成している。すなわち、アフォーカルレンズ42の前側焦点は、被測定眼60の前眼部である角膜62及び瞳孔と略一致している。

【0025】また、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1光源部11からの光束が、集光する点で反射されたとして、第1受光部23での反射光による信号ピークが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1受光部23での信号ピークが大きくなる方向に移動し、信号ピークが最大となる位置で停止する。これにより、第1光源部11からの光束は、被測定眼60上で集光する。

【0026】また、レンズ12は、光源11の拡散光を平行光に変換する。絞り14は、眼の瞳、あるいはハルトマンプレート21と光学的に共役の位置にある。絞り14は、径がハルトマンプレート21の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測(受光側だけに目の収差が影響する方法)が成り立つ様になっている。レンズ13は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り14と一致するように配置されている。

【0027】また、光線15は、光線24とビームスプリッター45で共通光路になった後は、近軸的には、光線24と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定の場合は、それぞれの光線の径は違い、光線15のビーム径は、光線24に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線15のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で1mm程度、光線24のビーム径は、7mm程度になることもある(なお、図中、光線15のビームスプリッター

45から眼底61までは省略している)。

【0028】つぎに、変換部材であるハルトマン板22について説明する。第1受光光学系20に含まれるハルトマン板22は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板22には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一般に、測定対象部(被測定眼60)について、被測定眼60の球面成分、3次の非点収差、その他の高次収差までも測定するには、被測定眼60を介した少なくとも17本のビームで測定する必要がある。

【0029】また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレードとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した8レベルの光路長差を施したもので、高い集光率(例えば、98%)を達成している。

【0030】また、被測定眼60の網膜61からの反射光は、アフォーカルレンズ42、コリメートレンズ21を通過し、ハルトマン板22を介して、第1受光部23上に集光する。したがって、ハルトマン板22は、反射光束を少なくとも、17本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

【0031】図3は、本発明に関する眼光学特性測定装置の概略電気系200を示すブロック図である。眼光学特性測定装置に関する電気系200は、例えば、演算部210と、制御部220と、表示部230と、メモリ240と、第1駆動部250及び第2駆動部260とを備える。

【0032】演算部210は、第1受光部23から得られる受光信号④、第2受光部35から得られる受光信号⑦、第3受光部54から得られる受光信号(10)を入力すると共に、座標原点、座標軸、座標の移動、回転、全波面収差、角膜波面収差、ゼルニケ係数、収差係数、Strehl比、白色光MTF、ランドルト環パターン等を演算する。また、このような演算結果に応じた信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部220と、表示部230と、メモリ240とにそれぞれ出力する。なお、演算210の詳細は後述する。

【0033】制御部220は、演算部210からの制御信号に基づいて、第1光源部11の点灯、消灯を制御したり、第1駆動部250及び第2駆動部260を制御するものであり、例えば、演算部210での演算結果に応じた信号に基づいて、第1光源部11に対して信号①を出力し、ブラチドリリング71に対して信号⑤を出力し、第2光源部31に対して信号⑥を出力し、第3光源部51に対して信号⑧を出力し、第4光源部55に対して信号⑨を出力し、さらに、第1駆動部250及び第2駆動部260に対して信号を出力する。

【0034】第1駆動部250は、例えば、演算部210に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1照明光学系10全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第1駆動部250は、第1照明光学系10の移動、調節を行うことができる。

【0035】第2駆動部260は、例えば、演算部210に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1受光光学系20全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号③を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第2駆動部260は、第1受光光学系20の移動、調節を行うことができる。

【0036】図4に、本発明の眼特性測定装置の演算部に関する詳細構成図を示す。演算部210は、測定部111、座標設定部112、アライメント制御部113、マーカー設置部114、入出力部115、変換部116を備える。

【0037】第1受光部23は、被検眼眼底から反射して戻ってくる受光光束から第1受光信号を形成し、測定部111に導く。第2受光部35は、被検眼前眼部の特徴部分及び／又は被検眼前眼部に形成されたマーカーに関する情報を含む受光光束から前眼部の情報を含む第2受光信号を形成し、測定部111及び座標設定部112に導く。

【0038】測定部111は、第1受光部からの第1受光信号に基づき、被検眼の屈折力又は角膜形状を含む光学特性を求める。測定部111は、特に、第1受光部23からの第1受光信号に基づき、眼光学特性測定を行う。また、測定部111は、特に、第2受光部35からの第2受光信号に基づき、角膜トポグラフィ測定を行う。また、測定部111は、収差結果の演算、また必要に応じてアブレーション量を演算し、その演算結果を入出力部115を介して手術装置に出力する。

【0039】座標設定部112は、第1及び第2受光信号に含まれる被検眼瞳に対応する第1及び第2座標系の信号を、それぞれ基準座標系の信号に変換する。座標設定部112は、第1及び第2座標系の各信号に基づき、瞳エッジと瞳中心を求める。

【0040】また、座標設定部112は、被検眼前眼部の特徴信号を含む第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定する。また、座標設定部112は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行う。なお、特徴部分は、瞳位置、瞳中心、角膜中心、虹彩位置、虹彩の模様、瞳の形状、リンバス形状の少なくとも一つを含むものである。例えば、座標設定部112は、瞳中心、角膜中心等の座標原点を設定する。座標設定部11

2は、第2受光信号に含まれる被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する。また、座標設定部112は、第2受光信号に含まれる被検眼に設けられたマーカーについてのマーカー信号及び被検眼前眼部についての信号に基づき座標系を形成する。座標設定部112は、マーカー信号を含む第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定することができる。座標設定部112は、第2受光信号中のマーカー信号に基づいて、座標原点を求め、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うことができる。または、座標設定部112は、第2受光信号中の前眼部についての特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき座標原点を求め、第2受光信号中のマーカー信号に基づいて座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うようにしてもよい。または、座標設定部112は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うようにしてもよい。

【0041】変換部116は、測定部111により求められた被検眼の第1及び第2光学特性を、前記座標設定部により形成された各基準座標系により関係付けて合成する。また、変換部116は、座標設定部112が求めた瞳中心を原点とすることにより基準座標系に変換する。

【0042】第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系70と、第2送光光学系80等のいずれかひとつ又は複数又は全ては、適宜光学系100のアライメント部に掲載される。アライメント制御部113は、第2受光部により得られた第2受光信号に基づく座標設定部112の演算結果に従い、被検眼の動きに応じてこのアライメント部を移動可能とする。マーカー設置部114は、座標設定部112により設定された座標系に基づき被検眼前眼部にこの座標系に関連づけられたマーカーを形成する。入出力部115は、測定部又は座標設定部からの、収差量、座標原点、座標軸、座標軸の回転、移動、アブレーション量等のデータや演算結果を手術装置に出力するためのインタフェースである。表示部240は、測定部111により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う。

【0043】手術装置300は、手術制御部121、加工部122、メモリ部123を含む。手術制御部121は、加工部122を制御し、角膜切削等の手術の制御を行う。加工部122は、角膜切削等の手術のためのレーザを含む。手術メモリ部123は、切削に関するデータ、ノモグラム、手術計画等の手術のためのデータが記憶されている。

【0044】つぎに、本発明の関する眼特性測定装置による座標の決定についてのフローチャートを説明する。図5は、本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示すフローチャートである。また、図6及び図7に、眼特性測定についての説明図(1)及び(2)を示す。

【0045】まず、第2受光部35からの信号は、表示部230のモニタ画面上に前眼部像として形成される。ステップS101では、角膜の頂点反射光をアライメントターゲットにして横方向(角膜頂点と装置の光軸、XY方向)のアライメントを行い、また、Zアライメント装置により、縦方向(深度方向、Z方向)のアライメントがなされる。

【0046】図8に、前眼部像の説明図を示す。図中「×」は瞳中心、「○」は角膜頂点(中心)、星マークはアライメントマーカをそれぞれ示す。実際のアライメントマーカは円形など別の形でも良い。瞳中心は、主に、手術装置の原点として扱われる。角膜中心(頂点)は、主に、CCD又は機械の中心として扱われる。図示のように、ステップS101では、ブラチドリリング1の像に加え、第2光源部31からの光が被検眼角膜頂点付近で輝点として現れる。その被検眼前眼部像を観察しながら、眼光学特性測定装置を被検眼に対してXY方向のアライメントを行い、このときZ方向のアライメントも調整用光学系50より行う。

【0047】つぎに、第1測定系においては、ステップS103では、ハルトマン像についての第1受光信号を低ノイズのCCD等の第1受光部23を使って取り込み、画像処理の手法によりハルトマン像の各スポットの重心を求める。求められた重心は、画像認識や計算幾何の手法を使って参照点との対応をがとられる。ここまでの処理は、第1受光部23により第1座標系で処理される(図6(A)上図参照)。

【0048】一方、第2測定系においては、ステップS191で示すように、第1受光信号の取り込みとほぼ同時に、第2受光部35により前眼部像についての第2受光信号の取り込みも行われる。第2受光信号の取り込み後、角膜頂点反射の輝点には同心に写っているリング像の位置を画像処理の手法を使って解析する。リングの位置は、例えば円周上360度にわたって、256点程度取得される。

【0049】つぎに、ステップS192では、角膜測定座標系を設定する。角膜頂点位置は測定装置の光軸からずれていることがあるので、得られたリング像の位置を、角膜頂点を原点とし、第2受光部35のCCDのピクセル数を光学系の倍率を考慮に入れ、実際の距離に直した座標系上の値に変換する。この角膜測定用の座標系を第2座標系と呼ぶことにする(図6(B)上図参照)。ステップS193では、ステップS191で得られたリングの位置から、ステップS192で計算された第2座標系を用いて角膜の傾斜を計算する。

【0050】ステップS105では、こうして第1及び第2座標系で測定されたハルトマン像及び前眼部像をそれぞれ瞳中心を原点とする基準座標系に変換する(図6(A)、(B)下図参照)。

【0051】ステップS105では、第1測定系については、第1受光部23から得られたハルトマン波面センサーイメージ上での瞳エッジを画像処理により得ることができる。ここで、得られた瞳のエッジは、収差の影響を受けた、ゆがんだものになっているので、演算部210は、ステップS103で先に求めた、ハルトマンの点像と参照点の関係から、瞳のエッジの形状を修正する。たとえば、演算部210は、修正用の関数を、ハルトマン波面センサーから波面収差を求めるときと同様に、最小二乗近似で求め、ハルトマン波面センサーイメージ上での瞳のエッジの位置をいま求めた関数に代入して、正しい瞳のエッジの位置を計算する。また、演算部210は、瞳のエッジの正しい位置が求めれば、瞳内部の画素を1として、外部は0として、重心を求めることにより、CCD座標系での瞳中心の位置を求める。例えば、円又は楕円の中心を重心とすることができる。こうして、図6(A)上図に示すように瞳中心(X印)が測定される。第1座標系から新しく定義する基準座標系への変換は、瞳中心へ基準座標に原点を移動することと、光学系の倍率により、CCDのピクセル数を実際の距離に直すことで行われる。

【0052】また、ステップS105では、第2測定系については、演算部210は、第2受光部35から得られステップS192の処理で設定された角膜測定用の座標系、つまり、第2座標系からも、画像処理により瞳のエッジを求め、第2座標系での瞳中心位置を計算する。こうして、瞳中心(X印)が求まり、図6(B)上図が測定される。このとき、第2座標系から基準座標系への変換は、瞳中心の移動である。円錐角膜などの異常眼の測定の際に、ハルトマン波面センサーイメージで瞳エッジが一部欠けてしまった場合には、欠けた部分を推定するなどしてその重心を求めることにより対応できる。

【0053】このようにして、第1座標系から変換された基準座標系と、第2座標系から変換された基準座標系は、原理的に同じ基準座標系になる(図6(A)(B)の下各図参照)。

【0054】つぎに、第1又は第2受光信号に基づき光学特性が求められる(S109)。ここで、光学特性とは、例えば、収差(角膜、眼内、眼)屈折力、角膜形状などである。すなわち、ステップS109では、演算部210は、第1測定系については、ハルトマン波面センサーの測定原理によって光学特性を計算する。これによって得られるのは眼球光学系の波面収差(眼球波面収差)である(図7(A)参照)。また、第2測定系については、角膜の傾きが得られているので、演算部210により、これから角膜の高さを計算して、角膜を光学レ

ンズと同様に扱うことにより光学特性が計算される。こちらで得られるのは角膜で発生する波面収差（角膜波面収差）である（図7（B）参照）。

【0055】つぎに、測定された光学特性を表示する（S111）。ステップS111において、表示部240による光学特性の表示は、図7に示した様に、第1測定系に関する眼球波面収差マップと、第2測定系に関する角膜波面収差マップが別個に表示されるのと同時に、（差分波面収差マップ）＝（眼球波面収差マップ）－（角膜波面収差マップ）も表示される（図7（C）参照）。この差分波面収差マップは、光学的には、眼球光学系の角膜前面を除いた、内部の光学系の収差に対する影響を示しており、主に水晶体の屈折率分布に異常が生じるような疾患、たとえば白内障の診断に非常に役立つマップである。

【0056】つぎに、出力データを演算する（S113）。出力データとしては、例えば、基準座標系のデータ、測定データ、被検眼の収差量それ自体、光学特性データ、手術装置で切除するために必要とされるアブレーション量などを演算して求める。つぎに、これらの出力データを表示する（S115）。さらに、必要に応じて、これらの出力データを出力する（S117）。ここで、出力の形態は、例えば、次の態様がある。

【0057】①オフライ的な態様で、フロッピー（登録商標）ディスク、CD-ROM等の記録媒体や、信号ライン無線ライン等のインタフェースで出力され、その後手術が別の時期に行われる形態。

【0058】②出力データがオンラインで手術装置300に信号ライン等のインタフェースで繋がっており、手術の際に連続的又は切換により被検眼の光学特性を測定するよう形態。以上のように、データ出力の後、測定が未了であれば繰り返し、終了であれば測定終了となる（S121）。

【0059】ここで、瞳のエッジをハルトマン像から得る方法について説明する。瞳のエッジをハルトマン像から得るための第1の方法としては、ハルトマンスポットの外接する多角形や、それに近い楕円などを得ることで、瞳のエッジを求めることができる。第2の方法としては、目からの散乱成分による影響のため、または、ハルトマンプレートが回折光学素子で0次光が透過するために、ハルトマン像の瞳に対応する部分が、それより外のバックグラウンドよりも明るくなっていることを利用するものである。よって、この明るい部分のエッジを検出すれば、瞳のエッジ部分を検出することができる。

【0060】図9に、瞳エッジをハルトマン像から得るための説明図を示す。図9（A）は、測定されたハルトマン像の一例である。これを図9（B）のように、あるラインにそって予め定められた閾値で測定されたハルトマンスポットの明るさと比較する。つぎに、図9（C）のように、ハルトマン像全体にわたりこの処理を行う

と、瞳のエッジを検出することができる。

【0061】なお、特徴部分を含む被検眼前眼部の像を示す第2受光信号に含まれる特徴信号を利用して、座標原点及び軸方向を決定し、基準座標系を設定することができる。ここで、被検眼前眼部の特徴部分として、例えば、瞳位置、虹彩位置、虹彩の模様、瞳の形状、リンバス形状、被検眼前眼部に形成されたマーカー（マーカーがある場合）等が挙げられる。基準座標系は、手術装置300で用いられる座標原点とすることがより望ましく、例えば、被検眼瞳位置、被検眼の虹彩位置、瞳の形状、リンバス形状、被検眼の虹彩の模様（虹彩紋理）等から、求められる。座標原点としては、瞳中心や角膜中心などが考えられる。座標軸は、マーカーが形成されている場合、例えば、マーカーと瞳中心を通る直線とすることで設定することができる。座標回転・移動は、マーカーが形成されている場合、例えば、マーカーの回転・移動により測定することができる。

【0062】また、マーカー以外にも、瞳虹彩の模様（虹彩紋理）により座標軸及び回転（サイクロトーション）を測定することができる。ここで、図10に、座標軸・回転の測定に関する説明図を示す。まず、図10（a）に示すように、例えば、瞳中心を中心にした輪帯上で反射強度等によりパターンを解析する。すると、図10（b）に示すように、角度に対する反射強度のパターンが作成される。このパターンにより、座標軸を設定することができる。また、この解析されたパターンを周上でマッチングさせ、座標回転を測定することができる。すなわち、眼が回転（サイクロトーション）すると、このような強度のグラフは回転角度だけ横ずれする。その横ずれの量は、各測定値と基準グラフの相関の最も大きい角度で求めることができる。

【0063】図11に、瞳中心計算又は測定輪帯測定を行うためのフローチャートを示す。まず、座標原点を決定するため、瞳中心の計算する（瞳のエッジ全周から簡単に求まる。）（S501）。つぎに、測定輪帯を決定する（例えば、瞳孔径より+0.5 mm）。エッジにかかったら、所定長、例えば+0.1 mmづつ増やす（S503）。つぎに、座標軸を決定するため、被検眼の特徴部分に基づき、角度を決定する（S505）。つぎに、円周方向の強度分布を記録する（S507）。つぎに、強度分布のデータをハードディスク（HD）等に保存するとともに、瞳孔径も保存する（S509）。

【0064】ここで、図12に、測定座標系と基準座標系との差を確認するためのフローチャートを示す。これは、ステップS207の詳細フローチャートであり、瞳中心計算、測定輪帯測定などを相関処理して、合致した座標位置を求めるものである。まず、保存してあった基準グラフデータO（θ）と瞳径をハードディスク（HD）等のメモリ240から読み込む（S701）。この基準グラフデータO（θ）は、例えば、図10で示した

輪帯上の強度分布を用いることができる。つぎに、読み取ったデジタルに基づき瞳中心を求める(S703)。つぎに、瞳径を測り、基準グラフデータO(θ)を得たときの瞳径と違ったら明るさを調整する(S705)。つぎに、基準グラフデータと同様に、測定されたグラフデータF(θ)、例えば輪帯上の強度分布を測定する(S707)。つぎに、今回の測定されたグラフデータF(θ)と基準グラフデータO(θ)の相関が最も高くなるような、角度A回転した測定されたグラフデータF($\theta - A$)を求める(S709)。こうして、測定時より眼が角度A廻旋していることがわかる(S711)。

【0065】次に本発明の変形例について説明する。上述した実施の形態において、第2測定系では、前眼部の観察及び角膜形状の測定をする説明を行っていたが、第2測定系による前眼部の観察により位置合わせだけを行い、角膜形状の測定に関する構成を省略することも可能である。この場合、第2測定系を用いて、被測定眼を所定の位置に位置合わせを行う。次に第1測定系の第1受光部から第1受光信号を経て、第2測定系の第2受光部から第2受光信号を得る。演算部においては、第1受光信号及び／又は第2受光信号に基づき座標軸の関係付け(座標原点位置、座標軸の回転及び／又は移動)を行い、第1測定系から得られる第1光学特性を所望の座標系として出力することができる。具体的な一例として、第1測定系と第2測定系の光軸を一致させて構成しておき、第2測定系では、前眼部像に現れる角膜頂点の輝点を用いて被測定眼を所定の位置に位置合わせを行う。次に第1測定系の第1受光部から第1受光信号を経て、第2測定系の第2受光部から第2受光信号を得る。そして、演算部においては、第1受光信号及び／又は第2受光信号に基づき座標軸の関係付け(座標原点位置、座標軸の回転及び／又は移動)を行い、第1測定系から得られる第1光学特性を瞳中心の座標系として出力することができる。

【0066】この例では、第2測定系を用いて角膜頂点の輝点を利用して被検眼の位置合わせを行い、各受光信号を経て、演算部が第1測定系から得られる第1光学特性を瞳中心の座標系に変換するものである。これにより、第1光学特性のデータが瞳中心の座標系として利用することができる。

【0067】

【発明の効果】本発明によると、以上のように、第1受光部から得られる被検眼の収差や屈折力データと、第2受光部から得られる被検眼角膜データとを精密に重ね合わせが可能ないように関連付ける眼光学特性測定装置を提供することができる。また、本発明によると、両者の瞳を画像的に比較して、位置を合致させることにより、アライメント系と同じ画像を利用した角膜形状測定と波面測定の座標をあわせることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に関する眼光学特性測定装置の概略光学系100を示す図。

【図2】ブラチドリングの構成図。

【図3】本発明に関する眼光学特性測定装置の概略電気系200を示すブロック図。

【図4】本発明の眼特性測定装置の演算部に関する詳細構成図。

【図5】本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示すフローチャート。

【図6】眼特性測定についての説明図(1)。

【図7】眼特性測定についての説明図(2)。

【図8】前眼部像の説明図。

【図9】瞳エッジをハルトマン像から得るための説明図。

【図10】座標軸・回転の測定に関する説明図。

【図11】瞳中心計算又は測定輪帯測定を行うためのフローチャート。

【図12】測定座標系と基準座標系との差を確認するためのフローチャート。

【符号の説明】

10 第1照明光学系

11、31、51、55 第1～4光源部

12、32、34、44、52、53 集光レンズ

20 第1受光光学系

21 コリメートレンズ

22 ハルトマン板

23、35、54 第1～3受光部

30 第2受光光学系

33、43、45 ビームスプリッター

40 共通光学系

42 アフォーカルレンズ

50 調整用光学系

60 被測定眼

70 第2照明光学系

71 ブラチドリング

80 第2送光光学系

100 眼特性測定装置の光学系

111 測定部

112 座標設定部

113 アライメント制御部

114 マーカー設置部

115 入出力部

116 変換部

121 手術制御部

122 加工部

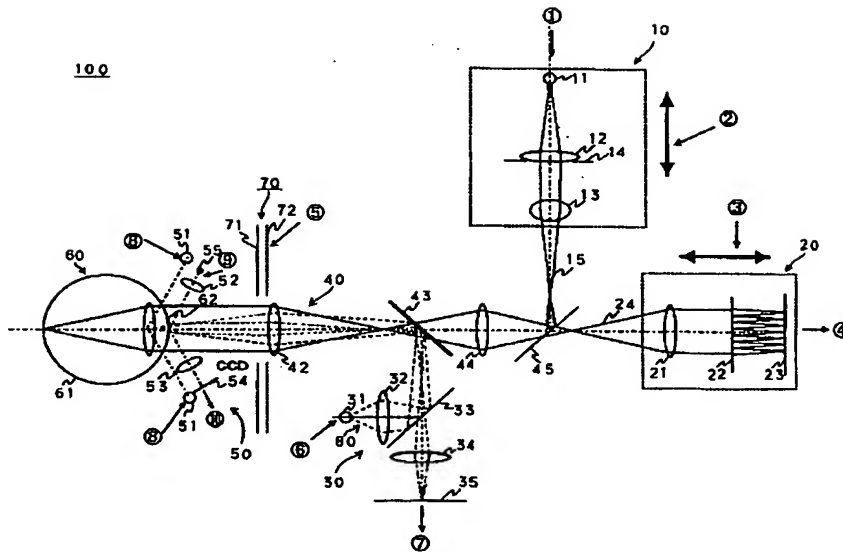
123 メモリ部

200 眼特性測定装置の電気系

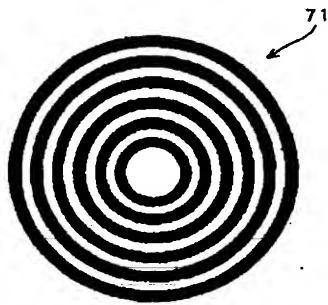
230 表示部

300 手術装置

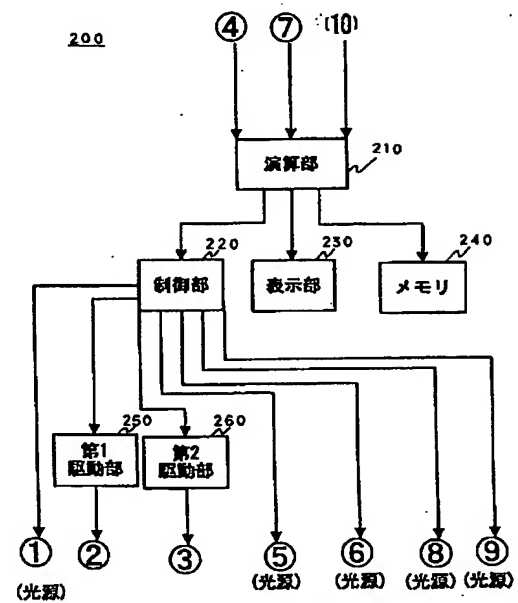
【図1】



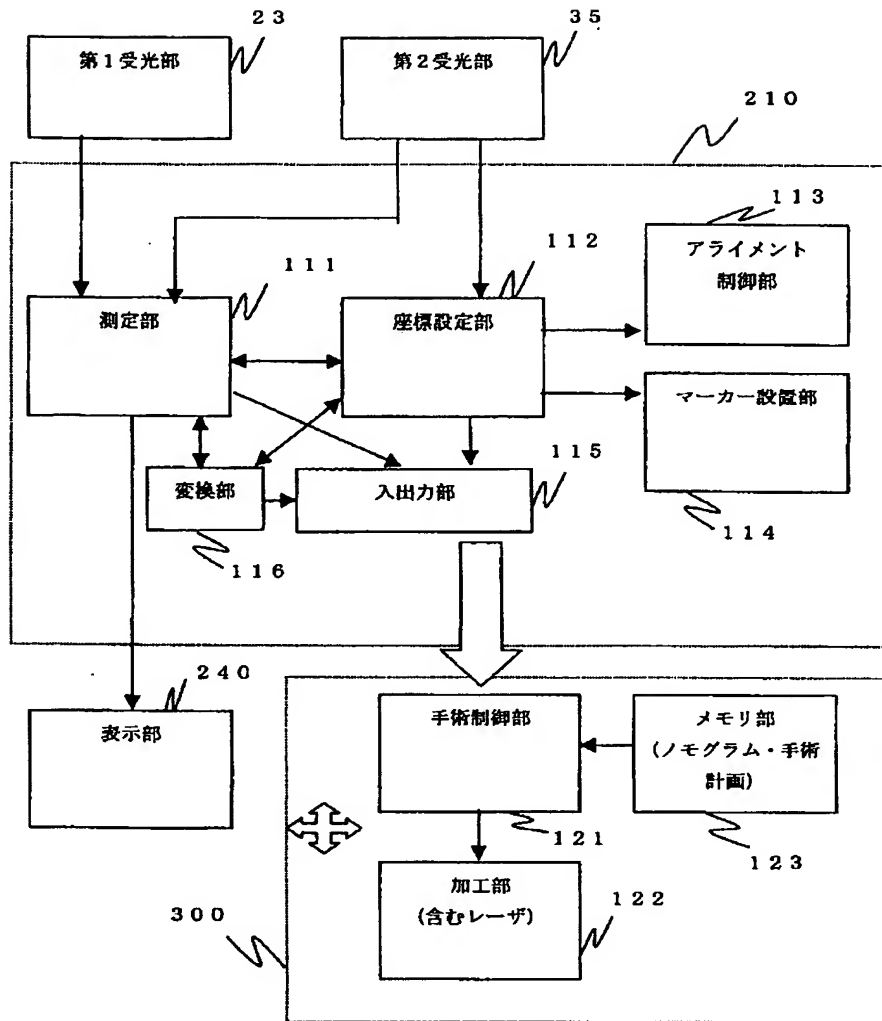
【図2】



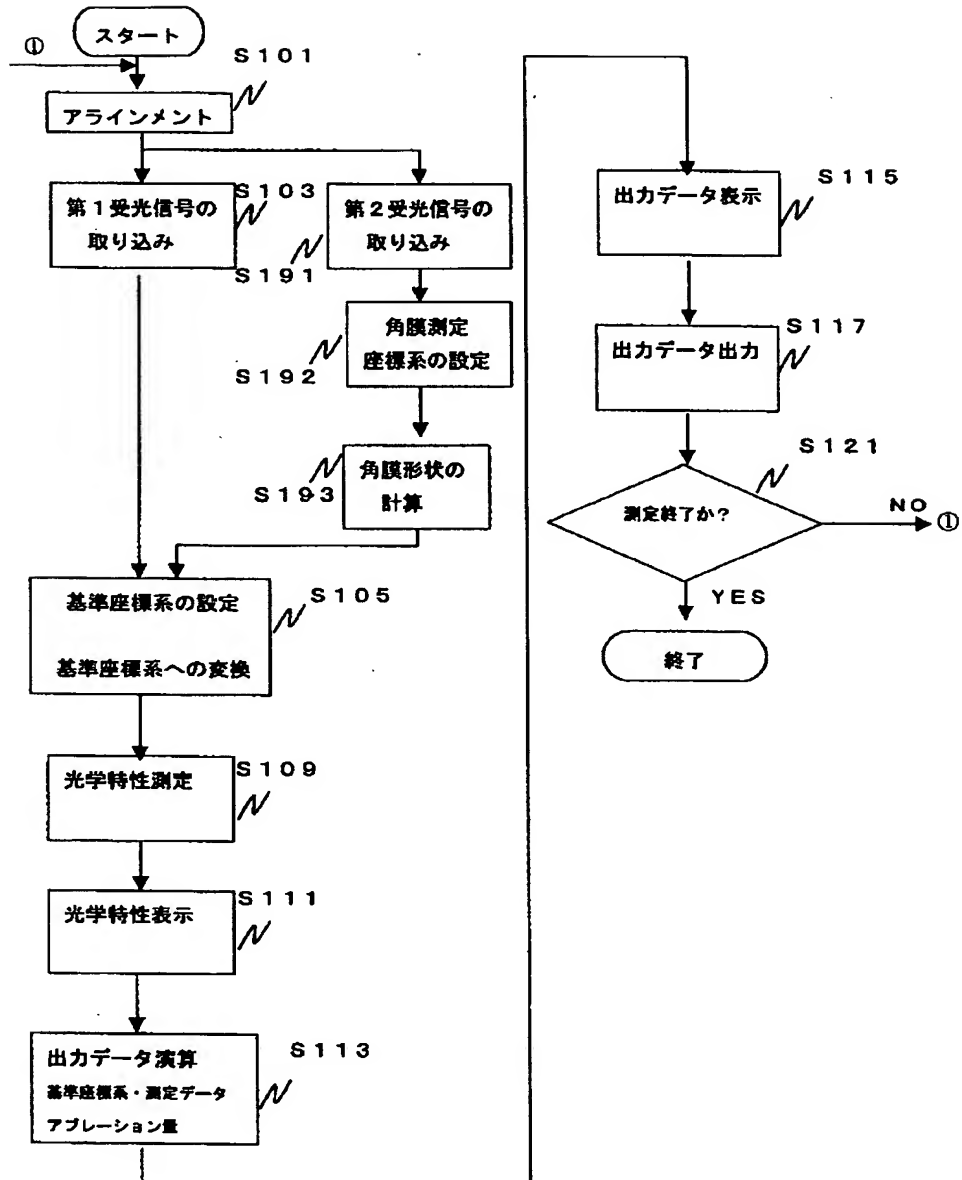
【図3】



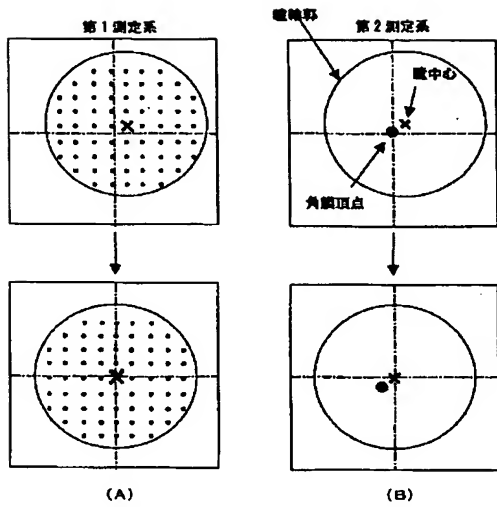
【図4】



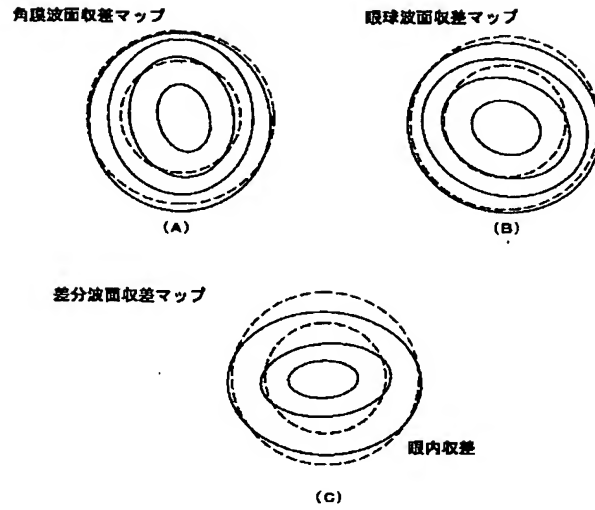
【図5】



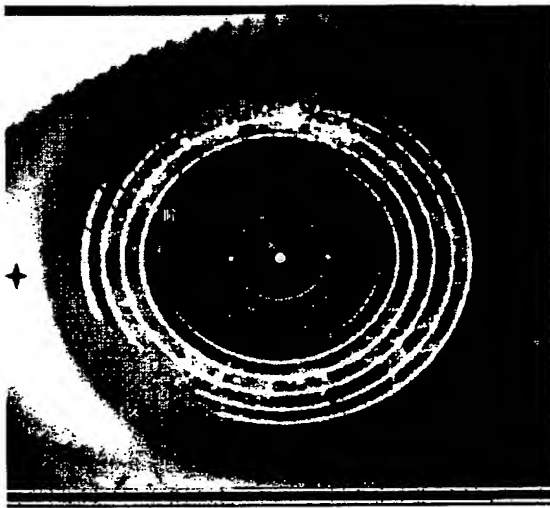
【図6】



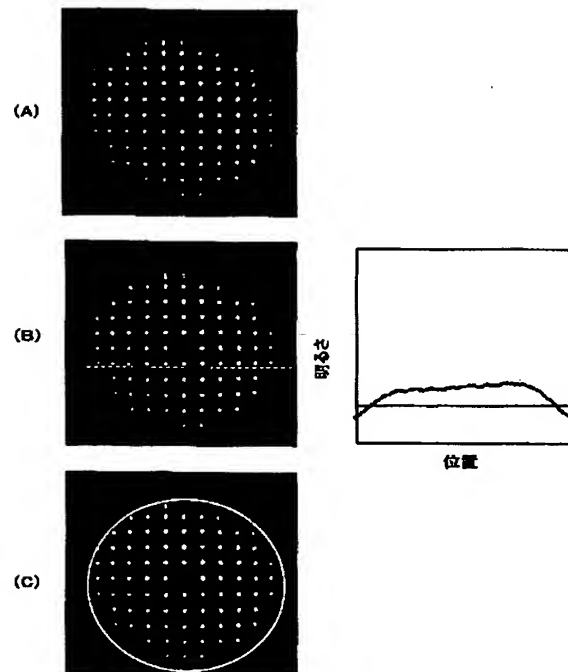
【図7】



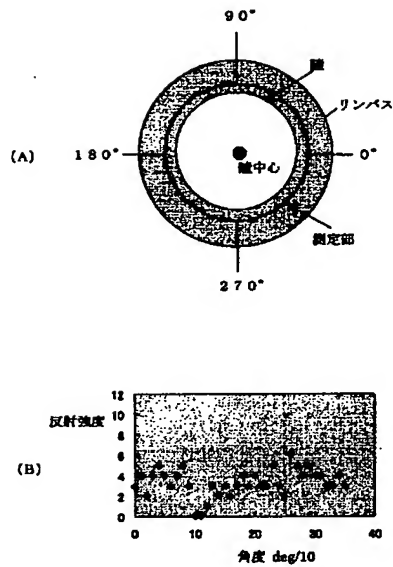
【図8】



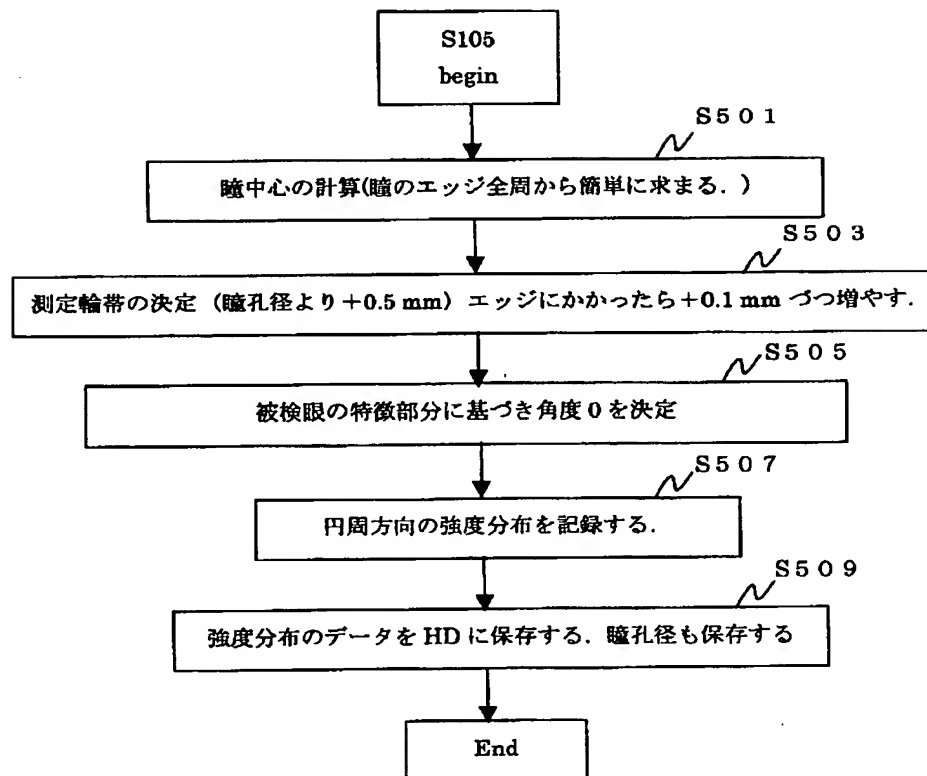
【図9】



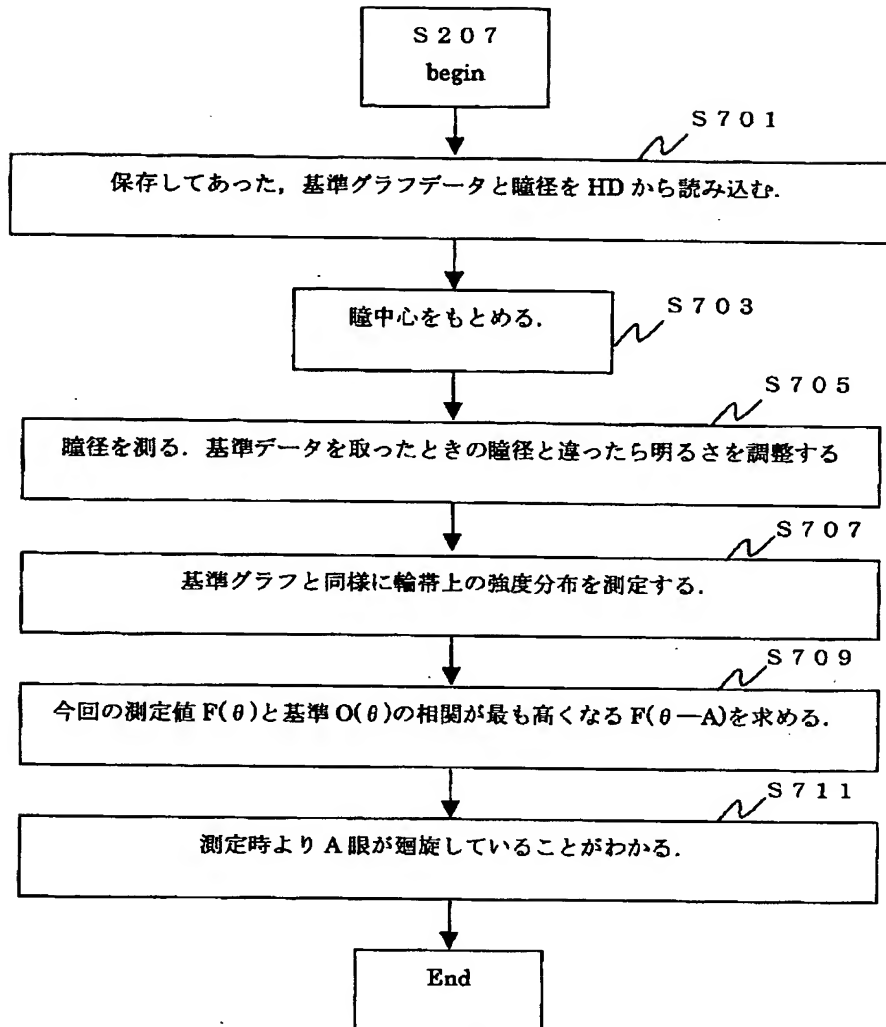
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I
A 61 B 3/10テーマコード(参考)
B